



⑮ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 43 26 761 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**G 02 B 21/22**  
A 61 F 9/00  
A 61 B 3/13

⑳ Aktenzeichen: P 43 26 761.0  
㉑ Anmeldetag: 10. 8. 93  
㉒ Offenlegungstag: 16. 2. 95

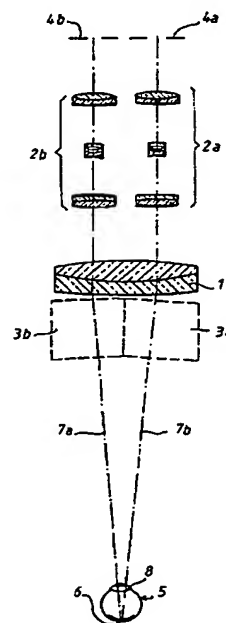
DE 43 26 761 A 1

⑦① Anmelder:  
Fa. Carl Zeiss, 89520 Heidenheim, DE

⑦② Erfinder:  
Hellmuth, Thomas, Dr., Danville, Calif., US; Schäffer,  
Peter, Dr., 73447 Oberkochen, DE; Seidel, Peter,  
89555 Steinheim, DE

⑤④ Stereomikroskop

⑤⑦ Zur kontrastreichen Sichtbarmachung transparenter Medien, z. B. in der Ophthalgo-Chirurgie, sind in den Beobachtungs-Strahlengängen eines Stereo-Mikroskops Phasenkontrastierungs-Elemente angeordnet, die die transparenten Medien als Phasenobjekte im Amplitudenkontrast sichtbar machen. Die Phasenkontrastierungs-Elemente werden hierbei in Abhängigkeit der verwendeten Lichtquellen-Blende gewählt.



DE 43 26 761 A 1

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Stereomikroskop, insbesondere für die Ophthalmo-Chirurgie, zur kontrastreichen Sichtbarmachung transparenter Medien sowie ein Verfahren zum Betrieb eines derartigen Stereomikroskopes.

Bei mikrochirurgischen Eingriffen am Auge findet üblicherweise ein Stereomikroskop Verwendung. Um ein sicheres und vollständiges Entfernen der trüben Augenlinse bei der Katarakt-Chirurgie zu gewährleisten, wird die sogenannte Rot-Reflex-Beleuchtung im Stereomikroskop realisiert. Hierbei reflektiert der Augenhintergrund das einfallende Beleuchtungslicht diffus, aufgrund der Absorptions-Eigenschaften der Netzhaut erscheinen die vorderen, transparenten Abschnitte des Auges für den operierenden Chirurgen in rötlichem Durchlicht. Derartige Beleuchtungsverhältnisse werden im folgenden als "reflektiertes Durchlicht" bezeichnet.

Nach dem Absaugen der getrübten Augenlinse mit einem sogenannten Phaco-Emulsifikator ist es für den operierenden Chirurgen wichtig, eventuell noch verbliebene, transparente Linsenreste im vorderen Augenabschnitt zu erkennen, um diese ebenfalls vollständig zu entfernen.

Bislang wurde überwiegend angestrebt, beleuchtungsseitig im Stereomikroskop derart einzugreifen, daß ein möglichst homogener roter Reflex resultiert, um so eine gute Wahrnehmung von Linsenresten im vorderen Augenabschnitt zu gewährleisten. Hierbei sei etwa auf die DE 40 28 605 der Anmelderin verwiesen.

Nicht immer liefern diese Eingriffe in den Beleuchtungs-Strahlengang des jeweils verwendeten Stereomikroskopes jedoch eine hinreichende Kontrastierung der weitgehend transparenten Medien des vorderen Augenabschnittes.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Stereomikroskop, insbesondere für die Ophthalmo-Chirurgie, sowie ein Verfahren zu dessen Betrieb zu schaffen, das eine gute Kontrastierung von transparenten Medien im Durchlicht gewährleistet.

Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Stereomikroskop mit den Merkmalen des Anspruches 1. Ein Verfahren zur verbesserten Kontrastierung transparenter Medien im reflektierten Durchlicht mittels eines Stereomikroskopes ist Gegenstand des Anspruches 15. Ein weiteres, speziell für die Ophthalmo-Chirurgie geeignetes Verfahren ist Gegenstand des Anspruches 18.

Erfindungsgemäß werden die transparenten Medien im Durchlicht als Phasenobjekte betrachtet, die durch geeignete Phasenkontrastierungs-Elemente im Stereomikroskop mit Amplitudenkontrast abgebildet bzw. sichtbar gemacht werden. Hierzu wird erfindungsgemäß im Beobachtungs-Strahlengang des Stereomikroskopes an einer Stelle eingegriffen, wo die Beugungsbilder der Lichtquelle liegen. Dort kann man mittels geeigneter Phasenkontrastierungs-Elemente aus den Beugungsbildern ohne großen Aufwand wahlweise bestimmte Beugungsordnungen ausblenden oder aber in ihrer Phase gegeneinander definiert verschieben. Diese Stelle liegt aufgrund der geometrischen Abbildungsbedingungen beim Einsatz in der Katarakt-Chirurgie in der Fundus-Bildebene des Stereomikroskopes bzw. in deren Nähe.

So erfolgt in diesem Anwendungsfall für das erfindungsgemäße Stereomikroskop eine Abbildung des primären Lichtquellenbildes über den Beleuchtungs-Strahlengang in eine primäre Lichtquellen-Bildebene, die mit

dem Fundus des betrachteten Auges zusammenfällt. Das primäre Lichtquellenbild auf dem Fundus wird über Augenlinse, Cornea und Betrachtungs-Optik des Stereomikroskopes in eine sekundäre Lichtquellen-Bildebene abgebildet, die demzufolge der Fundus-Bildebene entspricht. In dieser Ebene sind die Phasenkontrastierungs-Elemente in den Beobachtungs-Strahlengängen erfindungsgemäß angeordnet. Durch diese Maßnahmen resultieren Interferenzen zwischen den nicht ausgeblendeten Beugungsordnungen der an den Phasenobjekten gebeugten Wellen und den direkt durch die Phasenobjekte durchtretenden Wellen nullter Beugungsordnung, so daß Amplitudenbilder für den Beobachter sichtbar werden.

Das erfindungsgemäße Stereomikroskop gewährleistet nunmehr beim Einsatz in der Ophthalmo-Chirurgie, daß die transparenten Medien im vorderen Augenabschnitt kontrastreich sichtbar gemacht werden können. Ein sicheres Arbeiten für den operierenden Chirurgen ist möglich.

Das erfindungsgemäße Stereomikroskop kann neben der Ophthalmochirurgie überall dort vorteilhaft eingesetzt werden, wo ebenfalls transparente Objekte im reflektierten Durchlicht möglichst kontrastreich sichtbar gemacht werden sollen.

In den Beleuchtungs-Strahlengang des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes wird mittels einer geeigneten Lichtquellenblende derart eingegriffen, daß ein punkt- oder schlitzförmiges primäres Lichtquellenbild abgebildet wird. Das schlitzförmige primäre Lichtquellenbild kann rechteck- oder ringförmig ausgeführt sein. Die jeweiligen phasenkontrastierungs-Elemente werden dann in Abhängigkeit von der Form des primären Lichtquellenbildes gewählt.

Beim Einsatz des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes in der Ophthalmochirurgie liegt das jeweilige primäre Lichtquellenbild in der Fundus-Ebene und die transparenten Medien im vorderen Augenabschnitt werden vom am Fundus reflektierten Licht durchstrahlt.

Neben der bislang beschriebenen Beleuchtung im reflektierten Durchlicht ist erfindungsgemäß auch eine Beleuchtungsanordnung möglich, bei der die transparenten Teile des vorderen Augenabschnittes über einen intra-okular platzierten faseroptischen Lichtleiter von hinten durchstrahlt werden. Hierbei liegt eine Durchlicht-Beleuchtung dieser Abschnitte des Auges vor.

Die erforderlichen Maßnahmen zur verbesserten Kontrastierung der transparenten Medien, d. h. insbesondere die Anordnung geeigneter Phasenkontrastierungs-Elemente im Stereomikroskop sind ohne großen Justieraufwand durchzuführen. Sowohl die Phasenkontrastierungs-Elemente als auch die Elemente im Beleuchtungs-Strahlengang zur Dimensionierung des Lichtquellenbildes können ferner wahlweise ein- und ausschwenkbar angeordnet werden. Somit ist ein Einsatz des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes beispielsweise auch in anderen Disziplinen innerhalb der Mikrochirurgie jederzeit möglich.

Weitere Vorteile sowie Einzelheiten des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes sowie des erfindungsgemäßen Verfahrens zur verbesserten Kontrastierung transparenter Medien ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen anhand der beiliegenden Figuren.

Dabei zeigt

Fig. 1 eine schematisierte Darstellung der Vorderansicht des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes mit den beiden Beobachtungs-Strahlengängen sowie der

Anordnung der Phasenkontrastierungs-Elemente inklusive der schematisierten Abbildungsverhältnisse innerhalb der Ophthalmo-Chirurgie;

Fig. 2 eine Seitenansicht des Stereomikroskopes aus Fig. 1 inklusive der Anordnung des Beleuchtungs-Strahlenganges;

Fig. 3a—3c jeweils verschiedene mögliche Ausführungen der Phasenkontrastierungs-Elemente bei einem strichförmigen primären Lichtquellenbild;

Fig. 4a—4c jeweils mögliche primäre Lichtquellenbilder.

In Fig. 1 ist eine Vorderansicht des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes mit den darin angeordneten Phasenkontrastierungs-Elementen für den Einsatz in der Ophthalmo-Chirurgie schematisiert dargestellt. Das verwendete Stereomikroskop weist einen prinzipiell bekannten Aufbau auf. Es umfaßt ein einteiliges Hauptobjektiv (1) für beide Beobachtungsstrahlengänge, d. h. es ist nach dem sog. Teleskop-Prinzip aufgebaut. Von den beiden Beobachtungs-Strahlengängen sind jeweils die optischen Achsen (7a, 7b) in Fig. 1 dargestellt.

Selbstverständlich können die beschriebenen, erfindungsgemäßen Maßnahmen auch in einem Stereomikroskop ergriffen werden, bei dem für jeden der beiden Beobachtungsstrahlengänge ein separates Objektiv vorgesehen ist, d. h. in einem Stereomikroskop nach dem Greenough-Prinzip.

Im dargestellten Ausführungsbeispiel ist dem gemeinsamen Hauptobjektiv (1) eine Vergrößerungswechsel-Einrichtung (2a, 2b) nachgeordnet. Diese ist hierbei als bekannter Galilei-Wechsler ausgeführt. Alternativ kann auch jederzeit ein Zoom-System eingesetzt werden, das eine stufenlose Variation der aktuellen Vergrößerung erlaubt. Der Vergrößerungswechsel-Einrichtung (2a, 2b) können ferner Aus- oder Einkoppel-Elemente in den beiden Beobachtungs-Strahlengängen nachgeordnet sein, welche in Fig. 1 aus Übersichtlichkeitsgründen nicht dargestellt sind. Diese Elemente dienen zum Einkoppeln von Zwischenbildern in den Beobachtungs-Strahlengang bzw. zum Auskoppeln der Beobachtungs-Strahlengänge auf CCD-Kameras etc. zu Dokumentationszwecken.

Im dargestellten Ausführungsbeispiel sind in der Fundus-Bildebene bzw. sekundären Lichtquellen-Bildebene des Stereomikroskopes die — schematisiert dargestellten — Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b) in den beiden Beobachtungs-Strahlengängen fest angeordnet. Den Phasenkontrastierungs-Elementen (4a, 4b) folgt nachgeordnet ein Binokulartubus, mit Tubuslinsen, Umlenkprismen und Okularlinsen, der aus Übersichtlichkeitsgründen ebenfalls nicht dargestellt ist. Ein derartiger Binokulartubus ist beispielsweise aus der DE 26 54 778 der Anmelderin bekannt.

Unterhalb des Hauptobjektives (1) sind Umlenkelemente (3a, 3b) angeordnet, die den Beleuchtungs-Strahlengang, der in dieser Darstellung nicht sichtbar ist, in Richtung des zu operierenden Auges (5) umlenken.

Alternativ ist es selbstverständlich auch möglich, den Beleuchtungs-Strahlengang oberhalb des Hauptobjektives (1) über geeignet angeordnete Umlenkelemente einzukoppeln.

Bei der erfindungsgemäßen Auslegung des Stereomikroskopes für die Ophthalmo-Chirurgie wird nunmehr davon ausgegangen, daß ein primäres Lichtquellen-Bild näherungsweise punkt- oder schlitzförmig auf den Fundus (6) abgebildet wird. Hierbei sind verschiedenste Schlitzformen möglich, was im Verlauf der Beschreibung noch detaillierter ausgeführt wird. Die Medien des

vorderen Augenabschnittes (8) werden von einer vom Fundus (6) ausgehenden bzw. reflektierten Welle durchstrahlt, wobei den Ausgangspunkt dieser Welle das jeweilige primäre Lichtquellenbild auf dem Fundus (6) darstellt. Die transparenten Objekte im vorderen Augenabschnitt (8), wie etwa Linsenreste oder dgl., bewirken eine Phasenverschiebung der sie durchstrahlenden Wellenzüge, was für den Beobachter ohne zusätzliche Maßnahmen jedoch nicht zur Sichtbarmachung dieser Phasenobjekte ausreicht. Das menschliche Auge ist nicht in der Lage Phasenunterschiede wahrzunehmen, vielmehr muß der resultierende Phasenunterschied nach dem Durchstrahlen des vorderen Augenabschnittes in einen Amplitudenkontrast überführt werden. Greift man nunmehr erfindungsgemäß in der sekundären Lichtquellen-Bildebene im Beobachtungs-Strahlengang ein, wo die Beugungsordnungen der an den Phasenobjekten gebeugten Wellen deutlich getrennt voneinander vorliegen, so ist es möglich, die transparenten Objekte im vorderen Augenabschnitt (8) mit Amplitudenkontrast abzubilden. Hierzu wird mit Hilfe eines geeigneten Phasenkontrastierungs-Elementes (4a, 4b) beispielsweise eine der höheren Beugungsordnungen, z. B. die +1. oder -1. Beugungsordnung, ausgeblendet. Die verbleibenden Beugungsordnungen interferieren mit der nullten Beugungsordnung, d. h. der ungebeugt durchtretenden Welle und bewirken dadurch einen Amplitudenkontrast. Es ist demzufolge über geeignete Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b) dafür zu sorgen, daß die phasenverschobenen, gebeugten Wellenanteile mit dem nicht gebeugten Anteil so zur Interferenz kommen, daß Amplitudenkontrast entsteht. Auf die verschiedenen Ausführungsformen geeigneter Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b) wird anhand der Fig. 3a—3c noch detaillierter eingegangen.

Als geeignete Ebene zur Anordnung der Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b) erweist sich erfindungsgemäß die Fundus-Bildebene, die bei der oben beschriebenen Beleuchtungsanordnung mit der sekundären Lichtquellen-Bildebene der — idealisierten — Lichtquelle auf dem Fundus (6) identisch ist. Im dargestellten Ausführungsbeispiel liegt die Fundus-Bildebene zwischen der Vergrößerungswechsel-Einrichtung (2a, 2b) und dem — nicht dargestellten — Binokulartubus. Da die Fundus-Bildebene bzw. die Lichtquellen-Bildebene je nach eingestellter Vergrößerung eine unterschiedliche Lage entlang der optischen Achsen (7a, 7b) der Beobachtungs-Strahlengänge einnehmen kann, ist es erfindungsgemäß bei einem Stereomikroskop variabler Vergrößerung weiterhin möglich, die Lage der Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b) mit der jeweils eingestellten Vergrößerung der Vergrößerungswechsel-Einrichtung (2a, 2b) zu koppeln. Je nach aktueller Vergrößerung werden dabei die jeweils vorgesehenen Phasenkontrastierungs-Elemente entlang der optischen Achsen (7a, 7b) in den Beobachtungs-Strahlengängen in die sekundäre Lichtquellen-Bildebene verschoben. Die Lage der sekundären Lichtquellen-Bildebene ist aufgrund der optischen Daten des Stereomikroskopes, wie Hauptobjektiv-Schnittweite und jeweils eingestellte Vergrößerung bekannt.

Eine Kopplung zwischen aktuell eingestellter Vergrößerung und Position der Phasenkontrastierungs-Elemente entlang der optischen Achsen kann dabei über eine mechanische Kopplung in Form eines Getriebes realisiert werden.

Alternativ ist auch ein Regelkreis einsetzbar, bei dem mit Hilfe eines geeigneten Detektors, beispielsweise ein

Encoder am Bedienelement der Vergrößerungswechsel-Einrichtung, die jeweils aktuelle Vergrößerung erfaßt wird und das Detektorsignal als Regelgröße für einen Antrieb dient. Über den Antrieb werden die Phasenkontrastierungs-Elemente in den Beobachtungs-Strahlengängen entlang der optischen Achse innerhalb eines bestimmten Weg-Intervalles verschoben und derart in der sekundären Lichtquellen-Bildebene positioniert.

In Fig. 2 ist das erfindungsgemäße Stereomikroskop inklusive der skizzierten Abbildungsverhältnisse in der Ophthalmo-Chirurgie aus Fig. 1 in einer Seitenansicht dargestellt. Identische Elemente sind hierbei mit den selben Bezugszeichen versehen wie in Fig. 1.

Deutlich erkennbar ist in der Darstellung von Fig. 2 nunmehr der in einem 90°-Winkel zur Ebene der beiden Beobachtungs-Strahlengänge orientierte Beleuchtungs-Strahlengang (9). Dieser umfaßt im dargestellten Ausführungsbeispiel einen faseroptischen Lichtleiter (10) mit einer vorgeordneten Lichtquellen-Blende (11) sowie einer zweiteiligen Abbildungsoptik (12, 13). Die Lichtquellen-Blende (11) im Beleuchtungs-Strahlengang dient zur Dimensionierung von Form und/oder Größe des gewünschten Lichtquellenbildes auf dem Fundus (6). Dabei kann die verwendete Lichtquellen-Blende (11) unmittelbar vor der Austrittsfläche des faseroptischen Lichtleiters (10) angeordnet werden wie in Fig. 2 dargestellt. Alternativ ist es möglich, die Lichtquellen-Blende (11) in einer bestimmten Entfernung vor der Austrittsfläche des faseroptischen Lichtleiters (10) anzuordnen und die Austrittsfläche mittels einer geeigneten Abbildungsoptik in die Lichtquellen-Blende (11) abzubilden.

Ebenfalls ist es möglich, die Austrittsfläche des faseroptischen Lichtleiters in der erforderlichen Form zu wählen. Hierdurch entfällt die ansonsten notwendige Lichtquellenblende und es resultieren keine Verluste beim Ausblenden unerwünschter Anteile des Strahlquerschnittes.

Anstelle des faseroptischen Lichtleiters können auch andere Lichtquellen wie etwa Kaltlichtspiegellampen oder dgl. eingesetzt werden.

Die verwendete Blende (11) weist je nach Anforderung bzw. Einsatzzweck eine unterschiedliche Form und/oder Größe auf. So kann die Lichtquellen-Blende (11) beispielsweise spalt-, punkt-, ring- oder kreisringförmig ausgeführt sein, was anhand der Fig. 4a—4c noch näher erläutert wird.

Über den Umlenkspiegel (3a) oder ein anderes geeignetes Umlenkelement wird der Beleuchtungs-Strahlengang (9) in Richtung des zu betrachtenden Auges (5) umgelenkt. Die Wahl eines geeigneten Umlenkelementes erfolgt in Abhängigkeit vom gewünschten Lichtquellenbild.

Bei gewünschtem punkt- oder kreisförmigem Lichtquellenbild muß hierbei durch die geeignete Gestaltung des Beleuchtungs-Strahlenganges dafür gesorgt werden, daß die Lichtquellenbilder in der Fundus-Bildebene konzentrisch zur optischen Achse des jeweiligen Beobachtungs-Strahlenganges abgebildet werden. Dies kann z. B. entweder durch zwei vollständig separate Beleuchtungs-Strahlengänge oder aber durch Aufspalten eines einzigen Beleuchtungs-Strahlenganges in zwei Teil-Beleuchtungs-Strahlengänge realisiert werden.

Bei einem spaltförmigen Lichtquellenbild, das sich entlang der Verbindungslinie der optischen Achsen der Beobachtungsstrahlengänge erstreckt, kann ein üblicher einteiliger Umlenkspiegel eingesetzt werden.

Die Abbildungsoptik (12, 13) im Beleuchtungs-Strah-

lengang (9) kann zur optimalen Anpassung der Beleuchtungs-Verhältnisse an die jeweiligen Einsatzbedingungen erfindungsgemäß derart ausgelegt werden, daß mittels eines linear verschiebbaren optischen Elementes innerhalb der Abbildungsoptik (12, 13) eine variable Fokussierung des Lichtquellen-Bildes durch den Benutzer möglich ist. So ist beim Einsatz des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes innerhalb der Ophthalmo-Chirurgie eine Anpassung an unterschiedlichste Patienten-Augen dergestalt möglich, daß durch die Fokussiermöglichkeit im Beleuchtungs-Strahlengang (9) auf jeden Fall garantiert ist, daß auf dem Fundus (6) des betrachteten Auges (5) ein scharfes Lichtquellenbild abgebildet wird.

Neben dem dargestellten einteiligen Beleuchtungs-Strahlengang mit einer einzelnen Lichtquelle ist es — wie bereits angedeutet — auch möglich, zwei separate Lichtquellen einzusetzen und geeignete Lichtquellenblenden über zwei Teil-Beleuchtungs-Strahlengänge in die erste Lichtquellen-Bildebene abzubilden. Entsprechend ist dann für eine geeignete Umlenkung dieser Teil-Beleuchtungs-Strahlengänge zu sorgen.

Zwischen der Vergrößerungswechsel-Einrichtung (2a) und dem — nicht dargestellten — Binokulartubus ist in Fig. 2 das schematisierte Phasenkontrastierungs-Element (4a) des linken Beobachtungs-Strahlenganges erkennbar. Nicht sichtbar ist das entsprechende Phasenkontrastierungs-Element im dahinter liegenden, zweiten Beobachtungs-Strahlengang.

Neben der festen Anordnung von Phasenkontrastierungselementen in den Beobachtungs-Strahlengängen ist es in einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Stereomikroskopes möglich, die Phasenkontrastierungselemente wahlweise einschwenkbar in den Beobachtungs-Strahlengängen anzuordnen, um derart möglichst vielfältige Einsatzmöglichkeiten für das erfindungsgemäße Stereomikroskop anzubieten. In diesem Fall ist auch die Lichtquellenblende vorteilhafterweise ein- und ausschwenkbar im Beleuchtungs-Strahlengang angeordnet.

Anhand der Fig. 3a—3c werden nunmehr verschiedene Ausführungsformen der Phasenkontrastierungselemente vorgeschlagen, die jeweils erfindungsgemäß in der sekundären Lichtquellen-Bildebene anzuordnen sind. Dargestellt ist hierbei jeweils ein Querschnitt durch einen der Beobachtungs-Strahlengänge in der sekundären Lichtquellen-Bildebene.

Die dargestellten Ausführungsbeispiele in den Fig. 3a und 3b sind für einen Beleuchtungs-Strahlengang ausgelegt, der ein strichförmiges oder rechteckförmiges Lichtquellenbild in der primären Lichtquellen-Bildebene, d. h. auf dem Fundus, liefert. Eine derartige strichförmiges primäres Lichtquellenbild auf dem Fundus ist innerhalb der Ophthalmo-Chirurgie insofern vorteilhaft, da im Gegensatz zum punktförmigen Lichtquellenbild die Belastung der Netzhaut durch die auftreffende Strahlungsintensität weniger stark ist. Das in der sekundären Lichtquellen-Bildebene resultierende Beugungsmuster ist bei Wahl eines strich- oder spaltförmigen Lichtquellenbildes ebenfalls strich- oder spaltförmig und ebenso wie das Lichtquellenbild zu den Beobachtungs-Strahlengängen orientiert. Die höheren Beugungsordnungen liegen in diesem Fall achsensymmetrisch zur nullten Beugungsordnung.

Eine erste Möglichkeit zur Sichtbarmachung der transparenten Phasenobjekte beispielsweise in der Ophthalmo-Chirurgie besteht darin, höhere Beugungsordnungen in dieser Ebene einseitig bzw. asymmetrisch auszublenden. Die verbleibenden, in Richtung Beobach-

ter durchgelassenen Wellenanteile interferieren und liefern einen hinreichenden Amplitudenkontrast. Hierzu wird gemäß Fig. 3a eine Blende bzw. Kante (20) asymmetrisch in der sekundären Lichtquellen-Bildebene in den Beobachtungs-Strahlengang eingebracht und entsprechende höhere Beugungsordnungen, beispielsweise die +1. Ordnung, asymmetrisch ausgeblendet.

Teilweise sichtbar ist der Darstellung von Fig. 3a auch das strichförmige, primäre Lichtquellenbild (50) auf dem Fundus.

Eine weitere Ausführungsform für ein Phasenkontrastierungs-Element besteht gemäß Fig. 3b aus einer Phasenplatte (30), die die Phase einer der Beugungsordnungen definiert verschiebt. Die Phasenplatte (30) weist beim gewählten primären Lichtquellenbild dieses Ausführungsbeispiels ebenfalls die Form eines schmalen Rechteckes auf und ist im Beobachtungs-Strahlengang in der Fundus-Bildebene bzw. sekundären Lichtquellen-Bildebene derart angeordnet, daß die Längsachse der Phasenplatte (30) mit der Symmetrieachse des resultierenden Beugungsmusters zusammenfällt. Damit kann die Phase der nullten Beugungsordnung, d. h. des ungebeugt durchtretenden Wellenanteiles, um 90° verschoben werden, so daß Interferenz zwischen den durchtretenden, teilweise nunmehr phasenveränderten, Beugungsordnungen resultiert. Die Interferenz aller Beugungsordnungen liefert den erforderlichen Amplitudenkontrast für den Beobachter. Im Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 3b ist ein Lambda/4 Plättchen als Phasenplatte (30) im Beobachtungs-Strahlengang angeordnet, das die Phase der nullten Ordnung um 90° verschiebt. Zur Kontrasterhöhung kann die Phasenplatte (30) mit einer absorbierenden Schicht versehen werden. Dadurch wird die nullte Beugungsordnung in ihrer Intensität abgeschwächt und der Intensität der höheren Beugungsordnungen angeglichen, woraus ein nochmals verbesserter Amplitudenkontrast resultiert.

Zur Reduzierung der Fundus-Belastung durch die auftreffende Lichtintensität ist es erfindungsgemäß weiterhin möglich, mehrere primäre Lichtquellenbilder über eine geeignete Lichtquellenblende auf dem Fundus zu erzeugen. Es resultiert dann eine Reduzierung der Beleuchtungsstärke auf den von der Lichtquelle beaufschlagten Fundusbereichen bei einer trotzdem ausreichenden Gesamt-Intensität der Beleuchtung. Hierzu kann beispielsweise eine Mehrfach-Blende oder ein Gitter im Beleuchtungs-Strahlengang als Lichtquellenblende angeordnet werden, so daß dann entsprechend mehrere spaltförmige primäre Lichtquellenbilder auf dem Fundus resultieren. Zur Sichtbarmachung der Medien des vorderen Augenabschnittes als Phasenobjekte müssen die Phasenkontrastierungs-Elemente dann ebenfalls entsprechend als Mehrfach-Blende oder Gitter ausgelegt werden. Die Phasenkontrastierungs-Elemente können dabei für jedes der spaltförmigen Lichtquellenbilder wiederum als Kante bzw. Phasenplatte analog zu den bereits beschriebenen Varianten gewählt werden.

Ein Ausführungsbeispiel hierzu ist in Fig. 3c dargestellt, wo die Phasenkontrastierungs-Elemente (40a, 40b) im Falle zweier spaltförmiger primärer Lichtquellenbilder (60a, 60b) als zwei entsprechend in den Beobachtungsstrahlengängen angeordnete Gitterstege ausgeführt sind, die höhere Beugungsordnungen jeweils asymmetrisch abblenden. Ebenfalls sind in der Darstellung von Fig. 3c noch die zwei primären, spaltförmigen Lichtquellenbilder (60a, 60b) auf dem Fundus teilweise zu erkennen.

Die Gitterkonstante der gewählten Lichtquellenblen-

de ist vorteilhafterweise so gewählt, daß die resultierenden Beugungsordnungen der jeweiligen sekundären Lichtquellenbilder sich nicht gegenseitig überlagern. So ist ein definiertes Eingreifen in der sekundären Lichtquellen-Bildebene möglich, um in jedem resultierenden Beugungsmuster die gewünschte Interferenz zwischen höheren Beugungsordnungen und ungebeugten Wellenanteilen zu erzeugen.

Geeignete Lichtquellenbilder auf dem Fundus des betrachteten Auges sind in den Fig. 4a—4c dargestellt. Wie bereits angedeutet ist von der Wahl des primären Lichtquellenbildes bzw. der entsprechenden Dimensionierung des Beleuchtungs-Strahlenganges mittels der Lichtquellenblende auch die Form des hierzu passenden Phasenkontrastierungs-Elementes abhängig. Je nach gewählter Symmetrie des Lichtquellenbildes auf dem Fundus resultiert ein Beugungsbild in der sekundären Lichtquellen-Bildebene bzw. Fundus-Bildebene, das eine definierte Symmetrie aufweist. Entsprechend dieser Symmetrie ist dann auch das jeweilige Phasenkontrastierungs-Element zu wählen.

Das gewünschte primäre Lichtquellenbild auf dem Fundus wird durch geeignete Elemente im Beleuchtungs-Strahlengang, wie etwa Lichtquellenblenden etc., erzeugt.

Eine Möglichkeit zur automatisierten Kopplung von primärem Lichtquellenbild und passendem Phasenkontrastierungs-Element sowie der optionalen Auswahl verschiedenster Lichtquellenbilder kann etwa durch definiert schaltbare Blenden im Beleuchtungs-Strahlengang und entsprechend schaltbare Blenden als Phasenkontrastierungs-Elemente realisiert werden. Derartige Blenden lassen sich in einer vorteilhaften Ausführungsform als bekannte elektrisch schaltbare Flüssigkristallblenden ausführen.

In Fig. 4a ist als primäres Lichtquellenbild (50) ein rechteck- bzw. strichförmiger Bereich auf dem Fundus vorgesehen, der über eine entsprechend rechteck- oder strichförmige Lichtquellenblende im Beleuchtungs-Strahlengang realisiert wird. Für ein derartiges Lichtquellenbild (50) sind als Phasenkontrastierungs-Elemente die Ausführungsformen aus Fig. 3a und 3b geeignet.

In Fig. 4b ist das bereits erwähnte primäre Doppelspalt-Lichtquellenbild (60a, 60b) auf dem Fundus dargestellt, über das die Reduzierung der Beleuchtungsstärke auf den beaufschlagten Bereichen des Fundus möglich ist. Hierfür geeignete Phasenkontrastierungs-Elemente wurden in Fig. 3c vorgeschlagen.

Des weiteren kann erfindungsgemäß auch ein kreisringförmiges Lichtquellenbild (70) auf dem Fundus eingesetzt werden, wie in Fig. 4c dargestellt. Im Extremfall ist dieses primäre kreisringförmige Lichtquellenbild (70) in ein punktförmiges Lichtquellenbild entartet. Für dieses rotationssymmetrische primäre Lichtquellenbild (70) sind wie bereits mehrfach angedeutet entsprechend rotationssymmetrische Phasenkontrastierungs-Elemente in den Beobachtungs-Strahlengängen erforderlich.

#### Patentansprüche

1. Stereomikroskop insbesondere für die Ophthalmochirurgie, zur kontrastreichen Sichtbarmachung transparenter Medien im reflektierten Durchlicht, wobei in den beiden Beobachtungs-Strahlengängen Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b) angeordnet sind, die transparente Medien als Phasenobjekte mit Amplitudenkontrast abbilden.

2. Stereomikroskop nach Anspruch 1, wobei das Stereomikroskop einen Beleuchtungsstrahlengang (9) besitzt, über den die Abbildung mindestens eines primären Lichtquellenbildes in einer definierten Form und/oder Größe in eine primäre Lichtquellen-Bildebene erfolgt und von dieser primären Lichtquellen-Bildebene aus der reflektierte Beleuchtungs-Strahlengang die zu beobachtenden transparenten Phasenobjekte durchstrahlt. 5
3. Stereomikroskop nach Anspruch 2, wobei die Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b) jeweils in einem Bereich um eine sekundäre Lichtquellen-Bildebene entlang der optischen Achsen der Beobachtungs-Strahlengänge angeordnet sind, wo die Beugungsbilder der primären Lichtquellen-Bildebene liegen. 10
4. Stereomikroskop nach Anspruch 3, wobei die sekundäre Lichtquellen-Bildebene in den Beobachtungs-Strahlengängen zwischen einer Vergrößerungswechsel-Einrichtung (2a, 2b) und den Binokulartuben des Stereomikroskopes liegt. 20
5. Stereomikroskop nach Anspruch 4, wobei eine Kopplung zwischen der aktuellen Vergrößerung und positionierbaren Phasenkontrastierungs-Elementen dergestalt vorgesehen ist, daß die Phasenkontrastierungs-Elemente bei jeder möglichen gewählten Vergrößerung immer in der sekundären Lichtquellen-Bildebene positioniert sind. 25
6. Stereomikroskop nach mindestens einem der Ansprüche 1—5, wobei als Phasenkontrastierungs-Element mindestens eine Phasenplatte (30) vorgesehen ist, die eine der Beugungsordnungen in der sekundären Lichtquellen-Bildebene definiert in ihrer Phase verändert. 30
7. Stereomikroskop nach mindestens einem der Ansprüche 1—5, wobei als Phasenkontrastierungs-Element mindestens eine Kante (20) vorgesehen ist, die zum asymmetrischen Ausblenden mindestens einer Beugungsordnung in der sekundären Lichtquellen-Bildebene dient. 40
8. Stereomikroskop nach Anspruch 6 oder 7, wobei als Phasenkontrastierungs-Element mehrere Kanten (40a, 40b) oder Phasenplatten gitterförmig in den Beobachtungsstrahlengängen angeordnet sind.
9. Stereomikroskop nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, wobei mindestens ein Beleuchtungs-Strahlengang (9) vorgesehen ist, der ein oder mehrere Lichtquellenblenden (11) zur Dimensionierung von Form und/oder Größe des primären Lichtquellenbildes des Beleuchtungs-Strahlenganges (9) in der primären Lichtquellen-Bildebene enthält. 50
10. Stereomikroskop nach Anspruch 9, wobei die Lichtquellenblende (11) als Ein- oder Mehrfach-Schlitzblende ausgeführt ist. 55
11. Stereomikroskop nach Anspruch 9, wobei die Lichtquellenblende (11) ein rotationssymmetrisches primäres Lichtquellenbild erzeugt.
12. Stereomikroskop nach Anspruch 9, wobei die Lichtquellenblende (11) und/oder die Phasenkontrastierungselemente (4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b) als wahlweise schaltbare Flüssigkristallblenden variabler Form und/oder Größe ausgeführt sind. 60
13. Stereomikroskop nach mindestens einem der Ansprüche 1—11, wobei die Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b) wahlweise einschwenkbar in den Beobachtungs-Strahlengängen angeordnet sind. 65

14. Verwendung eines Stereomikroskopes nach mindestens einem der Ansprüche 1—13 zur Abbildung der transparenten Medien des vorderen Augenabschnittes mit Amplitudenkontrast in der Ophthalmo-Chirurgie.

15. Verfahren zur verbesserten Kontrastierung transparenter Medien im reflektierten Durchlicht, wobei in einem Stereomikroskop in den beiden Beobachtungs-Strahlengängen Phasenkontrastierungselemente (4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b) angeordnet werden, die die transparenten Medien als Phasenobjekte mit Amplitudenkontrast abbilden.

16. Verfahren nach Anspruch 13, wobei im Beleuchtungs-Strahlengang (9) des Stereomikroskopes mindestens eine Lichtquellenblende (11) wählbarer Form und/oder Größe angeordnet wird, die ein primäres Lichtquellenbild erzeugt und entsprechend der Form und Größe des primären Lichtquellenbildes die Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b) in der sekundären Lichtquellen-Bildebene gewählt werden.

17. Verfahren nach Anspruch 16, wobei innerhalb der Ophthalmo-Chirurgie transparente Teile des Auges im am Fundus reflektierten Durchlicht mit Amplitudenkontrast sichtbar gemacht werden.

18. Verfahren zur verbesserten Kontrastierung transparenter Medien im menschlichen Auge im Durchlicht, wobei in einem Stereomikroskop in den beiden Beobachtungs-Strahlengängen Phasenkontrastierungs-Elemente (4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b) angeordnet werden, die die transparenten Medien als Phasenobjekte mit Amplitudenkontrast abbilden und die Beleuchtung der transparenten Augenteile über einen intra-okular platzierten Lichtleiter erfolgt.

---

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

---

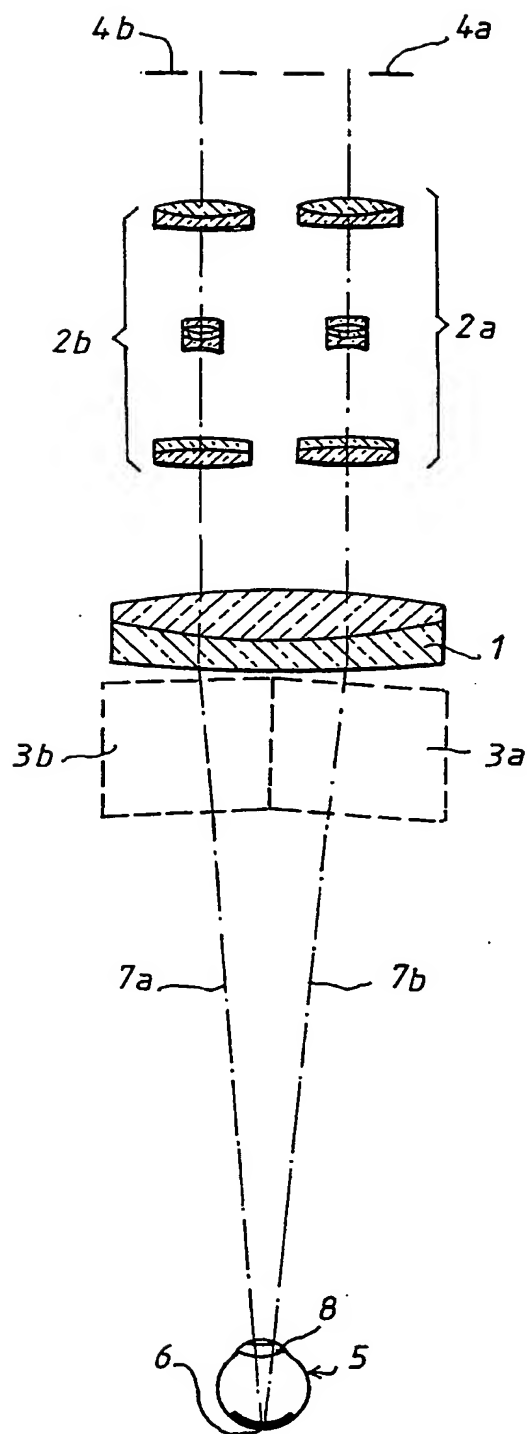


FIG. 1

FIG. 2

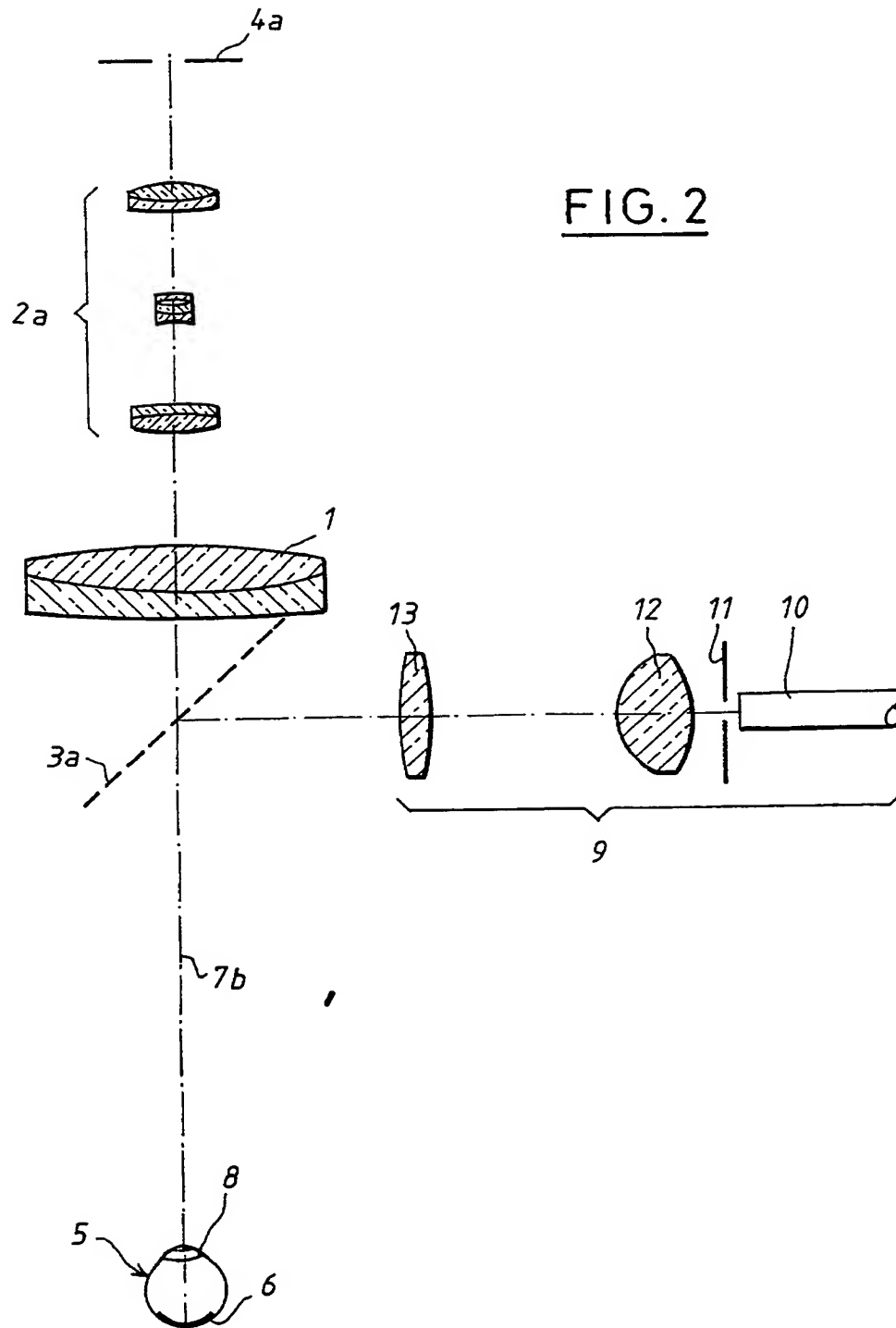




FIG. 3a

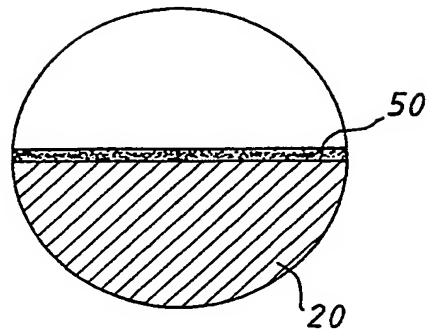


FIG. 3b

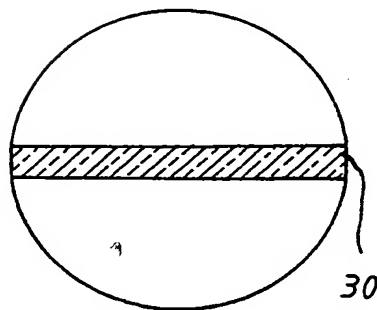


FIG. 3c

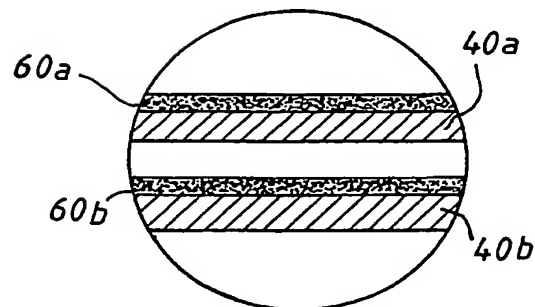


FIG. 4a

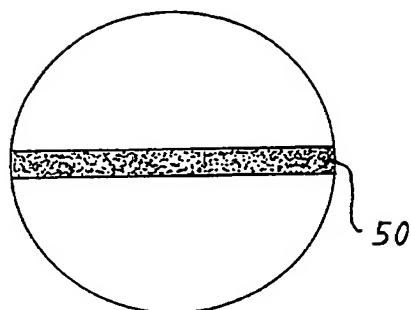


FIG. 4b

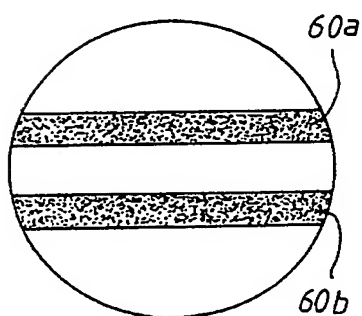
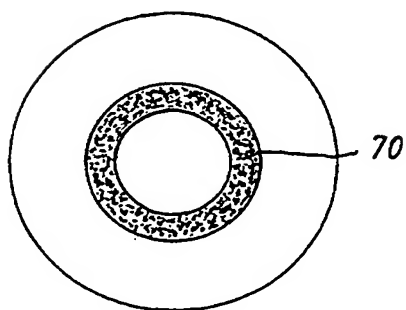


FIG. 4c



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**